Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics, 35, 2, 2023. (1-16)

Ferdowsi University of Mashhad

Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics

Page Journal: mechanic-ferdowsi.um.ac.ir

Society of Manufacturing Engineering of Iran

Investigating New Friction Models in Two-Dimensional Manipulation of Gastric Cancer Tissue

Research Article

Moein Taheri[1]

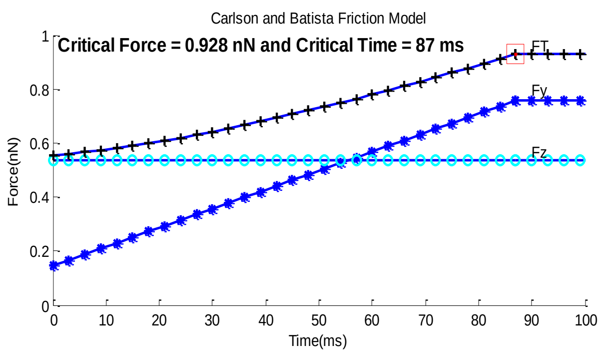
DOI: 10.22067/jacsm.2022.79529.1146

1. Introduction

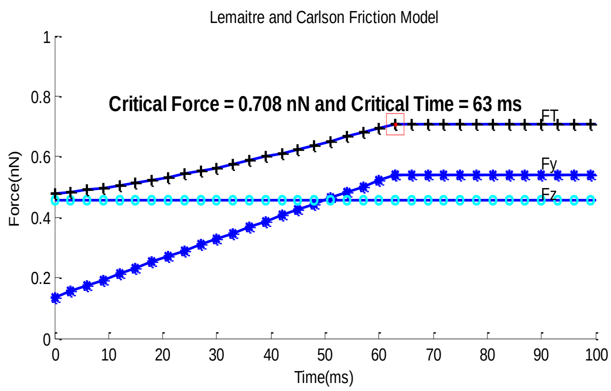
The commercialization and application of nanoscience in the field of medicine and cancer are among the significant goals of researchers of this field. The increasing need for obtaining information about cancer tissues to create a new method for the treatment of this disease cannot be ignored. Taking into account the equations of Carlson-Batista, Lemaître-Carlson, and FKT friction models, and the results obtained from the exploration of gastric cancer tissue by atomic force microscope, this study simulated two-dimensional manipulation of gastric tissue. The critical force and critical time are calculated and the most optimal value is considered. Moreover, the results are compared with the results of other studies.

2. Results

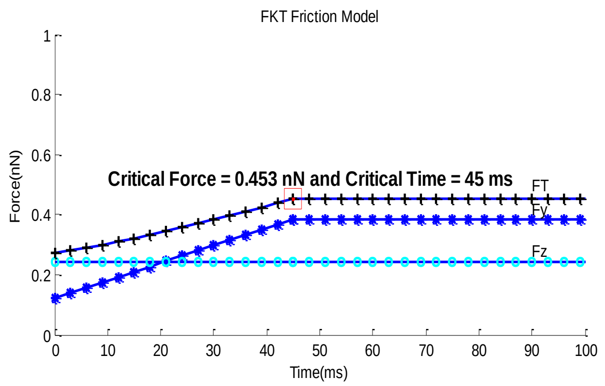
Figure 1 shows that the forces are applied in x and z directions and are shown as F_x and F_y. Due to the constant vertical force of the surface in the z direction, the force in this direction remains constant. By summarizing the two forces, a black graph or resultant force graph was obtained. By fixing all the forces in different directions as well as the resulting force, the critical force and time were recorded in the diagrams considering different friction models.



a) Carlson and Batista Friction model



b) Lemaitre and Carlson Friction model



c) FKT Friction model

Figure 1. Results of the first phase of nanomanipulation with different friction models

3. Verification

The results of this study were compared with the results of other studies like [4] to check the accuracy of the results. In [4] the Coulomb friction model has the biggest amount of force and time due to the simplicity of the modeling. Moreover, the lowest value belongs to the LuGre friction model due to considering the actual contact surface. This

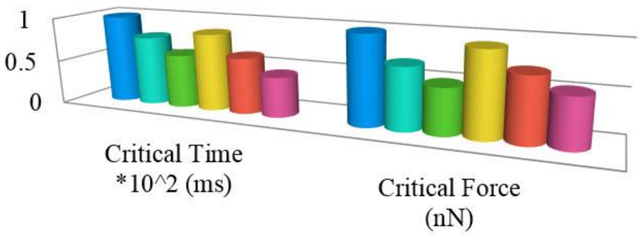
*Manuscript received: November 10, 2022. Revised, November 21, 2022, Accepted, December 17, 2022.
[1]. Associate Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Arak University, Arak, Iran.
Email: m-taheri@araku.ac.ir

study showed that the FKT contact model is the most favorable friction model due to the development of other models, being more accurate in modeling, and providing the lowest amount of force and critical time to prevent damage to tissues.

Figure 2 shows that the force value in the FKT model is 0.543 nN, which is very close to the force value in the LuGre friction model that is 0.51 nN. Moreover, the amount of critical time was reduced from 0.6 ms in the LuGre model to 0.45 ms in the FKT model.

4. Conclusion

The application of nanomanipulation technology for examining cancer tissues with the aim of identifying and treating this disease will be possible when detailed data on the first and second phases of manipulation and the parameters affecting them are provided. Therefore, the desired cancerous tissue should be explored by atomic force microscope and the required diagrams and images should be prepared. This study investigated the impact of different friction models on the force and critical time of gastric cancer tissue manipulation. The investigated models include Carlson and Bautista, Lemaitre and Carlson and FKT models. In this way, the geometry of gastric cancer tissue is assumed to be spherical by the topographical image provided by the atomic force microscope. The force-time diagrams are drawn considering the resultant force and force parameters in the x and z direction. The critical force and time are recorded at the moment when all the diagrams are fixed, and the critical force and time are recorded for each of the models. The values 0.453 nN and 45 ms were calculated as the lowest values of force and critical time, respectively, by considering the FKT friction model. Therefore, in order to find the optimal amount of force and critical time, all of the models are examined, and then other environmental and geometrical parameters and forces resisting motion are examined, and an optimal model is presented considering values close to reality. The second phase is also considered and the comprehensive model is used in practical applications.



	Critical Time *10^2 (ms)	Critical Force (nN)
Coulomb [4]	1.02	1.16
HK [4]	0.78	0.69
LuGre [4]	0.6	0.51
Carlson and Batista	0.87	0.928
Lemaitre and Carlson	0.63	0.708
FKT	0.45	0.543

Figure 2. Validation of force values and critical time obtained with other sources

علوم کاربردی و محاسباتی در مکانیک

http://mechanic-ferdowsi.um.ac.ir

انجمن مهندسی ساخت و تولید ایران

دانشگاه فردوسی مشهد

بررسی مدل‌های اصطکاکی جدید در منیپولیشن دوبعدی بافت سرطانی معده

معین طاهری [۱]

DOI: 10.22067/jacsm.2022.79529.1146

چکیده *اهدافی همچون عدم آسیب رساندن به بافت‌های سالم و سایر ارگان‌ها در هنگام استفاده از دارو و شناسایی هرچه زودتر بافت‌های سرطانی، سبب ورود علم نانو در حوزه‌ی پزشکی شده است. در این راستا، تحقیقاتی با درنظر گرفتن ابزار و روش‌های گوناگون صورت گرفته که مطلوب‌ترین این روش‌ها با توجه به کاربردهای فراوان در هنگام مطالعه‌ی بافت‌های سلولی، در محیط‌های مختلف، روش نانومنیپولیشن مبتنی بر میکروسکوپ نیروی اتمی بوده است. لذا در این مقاله به‌منظور یافتن مطلوب‌ترین مقدار نیرو و زمان بحرانی در نانومنیپولیشن بافت سرطانی، با هدف کاوش سطح و به‌دست آوردن اطلاعات مربوط به بافت سرطانی معده با کمترین آسیب، شبیه‌سازی دوبعدی نانومنیپولیشن انجام شده است. فاکتور مهم مورد بررسی در این تحقیق اصطکاک می‌باشد که از جمله عوامل مقاوم در برابر حرکت و دارای اثر مستقیم بر نیرو و زمان بحرانی است. لذا با توسعه‌ی مدل‌های اصطکاکی ساده، با در نظر گرفتن مدل‌های اصطکاکی کارلسون-باتیستا، لمایتره-کارلسون و اف‌کاتی، نمودارهای نیرو- زمان ترسیم شده و مقادیر نیرو و زمان بحرانی محاسبه شده است. کمترین مقدار نیرو برابر با ۰٫۴۵۳ نانونیوتن و کمترین مقدار زمان بحرانی برابر با ۴۵ میلی‌ثانیه بوده است، که از شبیه‌سازی با مدل اصطکاکی اف‌کاتی حاصل شده است. همچنین مقایسه‌ی این مقادیر با پژوهش‌های گذشته، نشان‌دهنده‌ی کاهش نیرو و زمان بحرانی نسبت به مدل اصطکاکی لاگره بوده است.*

واژه‌های کلیدی بافت سرطانی معده، مدل اصطکاکی، نانومنیپولیشن، نیروی و زمان بحرانی، میکروسکوپ نیروی اتمی.

Investigation of New Friction Models in Two-Dimensional Manipulation of Gastric Cancer Tissue

Moein Taheri

Abstract *Goals such as not harming healthy tissues and other organs when using medicine and identifying cancerous tissues as soon as possible have led to the entry of nanoscience into the field of medicine. In this regard, a research was conducted considering various tools and methods, and the most desirable of these methods was the nanomanipulation method based on the atomic force microscope due to its many applications in the study of cell tissues in different environments. Therefore, in this article, in order to find the optimal amount of force and critical time in nanomanipulation of cancer tissue, with the aim of exploring the surface and obtaining information about gastric cancer tissue with the least damage, 2D simulation of nanomanipulation has been carried out. The important factor investigated in this research is friction, which is one of the factors that resist movement and has a direct effect on force and critical time. Therefore, with the development of simple friction models, considering Carlson-Batista, Lemaitre-Carlson and FKT friction models, force-time diagrams have been drawn and critical force and time values have been calculated. The lowest value of the force was equal to 0.453 nN and the lowest value of the critical time was equal to 45 ms, which was obtained from the simulation with the FKT friction model. Also, by comparing these values with past researches, a decrease in force and critical time compared to the LuGre friction model has been seen.*

Key Words Gastric cancer tissue, friction model, nanomanipulation, critical force and time, atomic force microscopy.

* تاریخ دریافت مقاله ۱۴۰۱/۸/۱۹و تاریخ پذیرش آن ۱۴۰۱/۹/۲۶می‌باشد.

(۱) نویسنده مسئول، دانشیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اراک، اراک، ایران.

Email: m-taheri@araku.ac.ir

مقدمه

تجاری‌سازی و کاربردی شدن علم نانو در حوزه‌ی پزشکی و بیماری سرطان از اهداف قابل‌توجه محققان در این زمینه می‌باشد. نیاز روزافزون به کسب اطلاعات از بافت‌های سرطانی برای ایجاد روشی نوین در درمان این بیماری، غیرقابل چشم‌پوشی است. لذا در فرآیند منیپولیشن و کارهای صورت گرفته در این حوزه، ابتدا سعی بر آن شده است، که پارامترهای اثرگذار بر ابزار مورد استفاده در تحقیق مورد بررسی قرار گرفته و مطلوب‌ترین ابزار مورد استفاده قرار گیرد. سپس پارامترهای محیطی، هندسی و غیره در دو فاز نانومنیپولیشن شناسایی شده و در طی تحقیقات مختلف، تمامی آن‌ها مورد بررسی قرار گیرد و مطلوب‌ترین نتایج به‌عنوان مدلی جامع برای مطالعه‌ی بافت‌های سرطانی ارائه گردد.

کارلسون و باتیستا [1] با مقایسه‌ی نتایج عددی و نتایج حاصل از آزمایش، مدلی برای توصیف اصطکاک بین دو سطح که توسط یک لایه‌ی نازک اتمی از مولکول‌های روان‌کننده جدا شده‌اند، ارائه داده‌اند. این مدل به مدل اصطکاکی کارلسون و باتیستا معروف می‌باشد. لمایتره و کارلسون [2] با مطالعه‌ی یک جامد بی‌شکل در آزمایش تنش-کرنش، و یک روان کننده در آزمون تریبولوژی و بررسی پارامترهای مختلف، به ارائه‌ی مدل اصطکاکی لمایتره و کارلسون پرداخته‌اند.

لمایتره و کارلسون [3] با تعمیم تئوری ناحیه تبدیل برشی، مدل اصطکاکی اف‌کاتی را برای بررسی مواد متراکم و نامنظم در زمینه‌ی آزمایش‌های لغزش چسبنده در روان‌کاری مرزی ارائه داده‌اند. طاهری [4] به منظور بررسی سرطان معده با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی، به مدل‌سازی این فرآیند به صورت دوبعدی و با استفاده از مدل‌های اصطکاکی مختلف پرداخته است. مدل‌های کولمب، لاگره و اچ‌کا از جمله موارد مورد بررسی بوده‌اند. در نهایت نیز با بررسی نتایج حاصل نیرو و زمان بحرانی برای سرطان معده محاسبه شده است. شبیه‌سازی‌های صورت گرفته با در نظرگرفتن مدل‌های اصطکاکی مختلف انجام شده است. نمودارهای نیرویی در منیپولیشن دوبعدی ترسیم شده است و از نمودار نیروی برآیند برای مقایسه استفاده شده است. بعد از ثابت شدن مقدار نیرو در مدل‌های اصطکاکی مختلف، مقدار نیرو و زمان بحرانی به دست آمده است. کم‌ترین میزان نیرو و زمان بحرانی بافت سرطانی معده در مدل اصطکاکی لاگره به‌ترتیب با مقادیر ۰/۵۱ نانونیوتن و ۶۴ میلی‌ثانیه ثبت شده است.

طاهری [5] با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی به بررسی تجربی بافت سرطانی روده پرداخته است. سپس با استفاده از مدل‌های اصطکاکی لاگره، کولمب و اچ‌کا، روند نانومنیپولیشن سه‌بعدی را شبیه‌سازی کرده است. در نهایت با مقایسه‌ی نتایج حاصل، نیرو و زمان بحرانی با توجه به هر سه مدل اصطکاکی محاسبه شده است. با مقایسه‌ی نمودار برآیند نیروها و با در نظر گرفتن مدل‌های اصطکاکی مختلف، در منیپولیشن سه‌بعدی، بیش‌ترین مقدار نیرو و زمان بحرانی برای مدل اصطکاکی کولمب و کم‌ترین مقدار برای مدل اصطکاکی لاگره ثبت شده است. با توجه به در نظر گرفتن سطح تماس ظاهری در ابعاد نانو، در مدل کولمب و سطح واقعی تماس در مدل اصطکاکی لاگره، این نتایج قابل توجیه می‌باشند.

کورایم و همکارانش [6] به تعیین تجربی زبری سطح بافت سرطانی HT29 با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی به‌منظور کاربرد در نانومنیپولیشن پرداخته‌اند. در این مقاله زبری سطح سلول سرطانی HT29 با استفاده از تحلیل تصاویر توپوگرافی به دست آمده توسط میکروسکوپ نیروی اتمی تعیین شده است. بر مبنای نتایج آنالیز زبری انجام شده و معادلات تئوری زبری رابینوویچ، شعاع متوسط برجستگی‌های سطح نمونه و سطح مبنا تعیین شده است. این مقادیر در روابط مدل دینامیک منیپولیشن ذرات زبر وارد شده و مقادیر نیرو و زمان بحرانی منیپولیشن سلول‌ها شبیه‌سازی شده است. بر مبنای نتایج, مد غلتشی، مد غالب در شروع به حرکت سلول است و تحلیل برمبنای مدل رابینوویچ نسبت به مدل رامپ مقادیر نیرو و زمان بحرانی کمتری را پیش‌بینی می‌کند.

بو و همکارانش [7] با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی، خواص مکانیکی همچون خزش و تنش را برای بافت‌های سرطانی کبد و معده در رده‌های مختلف محاسبه کرده‌اند. همچنین آن‌ها به بررسی رفتار این بافت‌ها و مطابقت آن‌ها با تئوری ویسکوالاستیک خطی پرداخته‌اند. هو و همکارانش [8] به ارائه‌ی پیشرفت‌های اخیر نانومنیپولیشن در حوزه‌ی پزشکی پرداخته‌اند. این پیشرفت‌ها شامل بررسی خواص مکانیکی، انتقال ساختاری، بررسی برهم‌کنش‌های بین مولکولی اجسام زیستی و سایر موارد بوده است. در نهایت نیز رویکردهای آینده‌ی نانوپزشکی مورد بحث قرار گرفته است.

لو و همکارانش [9] به بررسی برهم‌کنش نوعی دارو با

بافت‌های سرطانی با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی پرداخته‌اند. این فرآیند با هدف بررسی اثربخشی دارو و همچنین یافتن راه‌های جدید برای توسعه‌ی دارو انجام شده است. طاهری و بطحایی [10] بافت سرطانی معده را با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی مورد کاوش قرار داده‌اند. در این پژوهش به استخراج مدول یانگ بافت سرطانی معده با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی به‌منظور شناسایی بافت پرداخته‌شده است. برای این منظور دو مدل تماسی هرتز و جی‌کاآر جهت استخراج مدول یانگ توسعه داده شده‌اند. در یک آزمایش تجربی پس از جداسازی سلول‌ها از بافت سرطانی معده با استفاده از تیرک مستطیلی شکل و سوزن‌های هرمی و کروی میکروسکوپ نیروی اتمی نمونه‌ها مورد آزمایش قرار گرفته‌اند و نمودارهای نیرو- عمق نفوذ به‌دست‌آمده است؛ سپس با استفاده از روش نصف کردن و نرم‌افزار متلب به تحلیل داده‌ها پرداخته شده است. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از نمودار نیرو- عمق نفوذ می‌توان ضریب فنری ظاهری برای سلول مدل‌سازی کرد، زیرا شیب این نمودار خطی است. حدود مدول یانگ بافت مورد نظر، با توجه به نمودارهای به‌دست‌آمده از مقایسه نتایج تجربی مستخرج از میکروسکوپ نیروی اتمی و نتایج تئوری تماسی هرتز و جی‌کاآر ۳۲۵±۲۵ کیلو پاسکال به‌دست‌آمده است.

طاهری و میرزالو [11] مدول یانگ بافت سرطانی سینه را به صورت تجربی و تئوری استخراج کرده‌اند. آن‌ها با استفاده از میکرو سکوپ نیروی اتمی، به تصویربرداری از بافت سرطانی پرداخته‌اند. همچنین شبیه سازی‌هایی با در نظر گرفتن مدل‌های تماسی مختلف انجام داده و نتایج تجربی و تئوری را با هم مقایسه کرده‌اند. با توجه به مقایسه‌ی نتایج تجربی و شبیه‌سازی انجام شده، مدول یانگ سلول سرطانی سینه ام سی‌اف-۷ در محدوده‌ی ۸۰۰ پاسکال به دست آمده است. همچنین مدل تماسی سی‌اُاِس تطابق بیشتری با نتایج تجربی داشته است.

ها و همکارانش [12] با توجه به اندازه‌گیری جداگانه طولی و عرضی خواص مکانیکی در روش‌های سنتی، به ارائه‌ی روشی چندبعدی با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی پرداخته‌اند. در نهایت نتایج تجربی نشان داده است که ویژگی‌های مکانیکی طولی اندازه‌گیری‌شده با ویژگی‌های دامنه و فاز عرضی سازگاری داشته و مدل ارائه شده مفید بوده است. کورایم و همکارانش [13] به بررسی فرآیند نانومنیپولیشن با درنظر گرفتن تئوری‌های تماسی جی‌کاآر، دی‌ام‌تی و جماری و همچنین هندسه‌های بیضوی و کروی پرداخته‌اند. عمق فرورفتگی، بیشترین نیروی زبری و بیشترین سطح تماس از جمله پارامترهای مورد تحلیل بوده‌اند. این آزمایش به صورت تجربی نیز انجام شده و پس از استخراج نمودارنیرو-جابه‌جایی، نتایج تئوری و تجربی با هم مقایسه شده‌اند.

دی ارلاندو و همکارانش [14] با توجه به اهمیت نانو در صنعت الکترونیک، به بررسی تغییرات رزونانس و گسترش انتقال الکترونیکی بر روی نانولوله‌های کربنی تک‌جداره پرداخته‌اند. در این تحقیق بررسی‌های لازم به صورت تجربی بر روی دو نانولوله‌ی نیمه‌رسانا و رسانا توسط میکروسکوپ نیروی اتمی انجام شده است. ماکولاویسیو و همکارانش [15] با توجه به اهمیت دست‌یابی به موقعیت دقیق نانوذرات و توانایی کار با آن‌ها به مقایسه‌ی ابزارهای مورد استفاده در نانومنیپولیشن پرداخته‌اند. نحوه‌ی کار، محیط مورد استفاده و سایر موارد، برای ابزارهایی همچون میکروگریپرها و میکروربات‌ها برای نانومنیپولیشن و محرک‌های پیزوالکتریک برای منیپولیشن نانوذرات با نظارت بصری با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی مورد تحلیل قرار گرفته‌اند.

ژانگ و همکارانش [16] روشی جدید برای نانومنیپولیشن با میکرولنز را توسعه داده‌اند، که قادر به تصویربرداری با وضوح فوق‌العاده در زمان واقعی است. در این روش با استفاده از مکانیزم میکروسکوپ نیروی اتمی، تصویربرداری نوری با حداقل اندازه‌ی مشخصه‌ی ۸۰ نانومتر انجام شده است. نانومنیپولیشن، تحت هدایت بصری در زمان واقعی برای نانوذرات فلوئور سنت با قطر ۱۰۰ نانومتر و نانو سیم‌های نقره با قطر ۸۰ نانومتر به دست آمده است. آن‌ها در نهایت بیان کرده‌اند که این روش امکان مشاهده و منیپولیشن هم‌زمان را فراهم کرده است، که می‌توان از آن، برای نمونه‌های بیولوژیکی استفاده کرد.

خاکسار [17] معادله‌ی تماس بهینه برای اعمال در نانومنیپولیشن و همچنین یافتن مسیر بهینه حرکت با استفاده از روش الگوریتم ژنتیک ترکیبی را مورد بررسی قرار داده است. در نهایت نیز نتایجی با بیشترین مساحت تماس در تئوری تماسی جماری نسبت به دو مدل هرتز و جی‌کاآر ارائه داده است. همچنین مسیر بهینه را برای سطحی پر از نانوذرات نقره مشخص کرده است.

طاهری [18] با استفاده از آنالیز حساسیت سوبل به بررسی اثرات پارامترهای ابعادی مختلف از جمله طول تیرک، عرض تیرک، ضخامت تیرک، ارتفاع نوک، سرعت در جهت محورهای x و y، شعاع ذره، شعاع نوک سوزن و طول ذره بر روی نیرو و زمان بحرانی در دو مد حرکتی لغزشی و غلتشی و در دو راستای x و y پرداخته است. نتایج نشان‌دهنده‌ی اثر قابل‌ملاحظه‌ی ضخامت تیرک و طول آن بر نیروی بحرانی و ارتفاع نوک سوزن و ضخامت تیرک بر زمان بحرانی بوده است.

طاهری و همکارانش [19] به محاسبه‌ی مدول یانگ بافت سرطانی سر و گردن در طی فرآیند نانومنیپولیشن مبتنی بر میکروسکوپ نیروی اتمی پرداخته‌اند. در این پژوهش جهت درمان و تشخیص سرطان سر و گردن، به تخمین مدول یانگ بافت سرطانی سر و گردن با استفاده از فرآیند نانومنیپولیشن پرداخته شده است. تصاویر توپوگرافی و نمودارهای تجربی مورد استفاده از طریق کاوش بافت سرطانی سر و گردن توسط میکروسکوپ نیروی اتمی استخراج شده است. نوآوری اصلی این تحقیق در استفاده از مدل‌های تماسی جی‌کاآر، امدی و تاتارا بوده است. هدف اصلی آن‌ها، رسم نمودارهای عمق نفوذ برحسب نیروی اعمالی، جهت تخمین مدول یانگ بافت سر و گردن بوده است. با مقایسه‌ی نتایج تئوری و تجربی، مقدار ۱۲ کیلو پاسکال با درنظرگرفتن مدل تماسی جی‌کاآر و مقدار ۱۱ کیلو پاسکال با مدل تماسی تاتارا به‌عنوان مقادیر مدول یانگ بافت سرطانی سر و گردن تخمین زده شده‌اند.

خلیلی و همکارانش [20] منیپولیشن نانوذره‌ی دی‌اِن‌اِی با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی را به روش المان محدود با کمک تئوری‌های مکانیک تماس بررسی نموده‌اند. در این مطالعه با استفاده از تئوری‌های مکانیک تماس هرتز، جی‌کی‌آر، دی‌اِم‌تی و بی‌سی‌پی و همچنین استفاده از ساختار سلول زیستی دی‌اِن‌اِی با بهره‌گیری از روش اِلمان محدود به کمک نرم‌افزار آباکوس به مطالعه میزان جابه‌جایی، شتاب، نیرو، تنش و سرعت برحسب زمان و جابه‌جایی مولکول دی‌اِن‌اِی بر روی یک صفحه‌ی مبنا و عوامل مؤثر بر آن‌ها پرداخته شده است. نتایج به دست آمده نشان داده است که در تغییر شکل صورت گرفته بین ذرات هدف و نوک کروی سوزن، مدل هرتز کمترین و مدل جی‌کاآر بیشترین تغییر شکل و عمق نفوذ را نشان داده‌اند. با افزایش زاویه‌ی نوک سوزن با محور z، میزان عمق نفوذ و تغییر شکل ایجاد شده بین ذره و صفحه‌ی مبنا کاهش یافته است. همچنین نمودار تغییرات هر یک از پارامترهای مورد مطالعه عوامل مؤثر به ازای ۲۰ میکرومتر جابه‌جایی و ۲۰ میلی‌ثانیه زمان برای فرآیند منیپولیشن دی‌اِن‌اِی محاسبه شده است.

فریدونی و همکارانش [21] میزان اثرگذاری پارامترهای مختلف بر نیرو در فاز دوم نانومنیپولیشن دوبعدی را مطالعه نموده‌اند. در این پژوهش به بررسی اثرات هشت پارامتر شامل شعاع ذره، شعاع سوزن، ارتفاع سوزن، طول تیرک، عرض تیرک، طول ذره، ضریب پواسون و مدول الاستیسیته بر نیرو، در فاز دوم منیپولیشن پرداخته شده است. برای این منظور در این مقاله از روش آنالیز حساسیت آماری ای-فست استفاده شده است. نتایج به دست آمده بیانگر این موضوع بوده است که ارتفاع سوزن با ۴۸ درصد، عرض تیرک با ۱۹ درصد، مدول الاستیسیته با ۱۴ درصد و طول تیرک با ۸ درصد، بیشترین اثر را بر تغییرات نیرو در فاز دوم منیپولیشن خواهند داشت. در حالی‌که مطابق نتایج به دست آمده، می‌توان از اثرات ناچیز ناشی از تغییرات شعاع ذره، شعاع سوزن، ضریب پواسون سوزن و طول استوانه‌ای میکرو/نانوذرات هدف چشم‌پوشی نمود.

م.شیرپناهی و همکارانش [22] مدل سازی فرآیند سه‌بعدی نانومنیپولیشن نانوذره‌ی استوانه‌ای را بررسی نموده‌اند. در مدل آن‌ها، نیروی اصطکاک به عنوان نیروی توزیع شده در نظر گرفته شده است، که بر طول متغیر تأثیر می‌گذارد. مدل پیشنهادی آن‌ها، علاوه بر ارائه‌ی زمان و نیروی بحرانی، اطلاعات مفیدی در مورد نحوه‌ی حرکت نانوذرات از شروع حرکت تا رسیدن به نقطه‌ی نهایی ارائه داده است.

مدبری‌فر و همکارانش [23] به مطالعه‌ی مشکلات مربوط به کنترل مدل داخلی تطبیقی موتور جریان مستقیم در هر دو حالت معمولی و عصبی پرداخته‌اند. آن‌ها بیان نموده‌اند که مهم‌ترین جنبه‌های طراحی بلوک‌های کنترل مدل داخلی تطبیقی، انتخاب معماری، الگوریتم‌های یادگیری و نمونه‌هایی از یادگیری است.

کورایم و همکارانش [24] فرآیند هل دادن میکرو/نانوذرات استوانه‌ای ناهموار بر روی سطح با سوزن میکروسکوپ نیروی اتمی را مورد بررسی قرار داده‌اند. آن‌ها برای این منظور ابتدا مکانیک تماس شامل چسبندگی را مورد مطالعه قرار داده‌اند. سپس، روشی برای تخمین سطح تماس واقعی بین یک ذره استوانه‌ای ناهموار (که زبری سطح آن توسط مدل‌های رامپ و

رابینوویچ توصیف شده است) و یک سطح صاف ارائه شده است. سپس یک مدل دینامیکی برای هل دادن ذرات استوانه‌ای ناهموار بر روی یک سطح با یک سوزن میکرو سکوپ نیروی اتمی به دست آمده است. پس از آن، فرآیند برای اندازه‌های مختلف ذرات و ابعاد مختلف زبری شبیه سازی شده است. در نهایت، با کاهش طول ذره‌ی استوانه‌ای، شرایط شبیه سازی به شرایط منیپولیشن یک ذره کروی صاف بر روی یک بستر ناهموار نزدیک‌تر شده و نتایج شبیه‌سازی این دو مورد با هم مقایسه شده‌اند.

کورایم و همکارانش [25] به بررسی منیپولیشن میکرو/نانوذرات دی‌ان‌ای و مخمر در محیط های بیولوژیکی با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی پرداخته‌اند. آن‌ها بیان نموده‌اند که با منیپولیشن میکرو/نانوذرات از مواد و اشکال مختلف، به عنوان ذرات هدف، در محیط‌های مختلف بیولوژیکی، نیروهای برهم‌کنش موجود بین این میکرو/نانوذرات و محیط زیستی با محیط هوا متفاوت خواهد بود. بنابراین آن‌ها در پژوهش خود ابتدا به مرور کلی و شبیه‌سازی نیروهای مهم فعال در محیط زیستی پرداخته و نیرو هایی مانند نیروی چسبندگی، نیروی آب‌پوشی و نیروی دو لایه الکترواستاتیک در محیط‌های مختلف را مدل سازی و شبیه سازی نموده‌اند. پس از کاوش و مدل‌سازی محیط‌های بیولوژیکی مختلف (در مقایسه با محیط هوا)، عملیات منیپولیشن با میکروسکوپ نیروی اتمی برای میکرو/نانوذرات مختلف مانند طلا، دی‌ان‌ای و مخمر با در نظر گرفتن نیرو های موجود در محیط های مختلف بیولوژیکی شبیه سازی شده است. نتایج منیپولیشن در این مقاله نشان داده است که در محیط هوا و مایع، ذرات بیولوژیکی (دی‌ان‌ای و مخمر) پس از مدت‌زمان طولانی‌تر و با نیروی بزرگ‌تری نسبت به ذرات طلا شروع به حرکت خواهند کرد. این نتیجه با توجه به خواص و چسبندگی ذرات بیولوژیکی قابل پیش‌بینی بوده است. همچنین با مقایسه‌ی نتایج به‌دست‌آمده، مشخص شده است که نیروی بحرانی و زمان بحرانی منیپولیشن با میکروسکوپ نیروی اتمی برای میکرو/نانوذرات طلا در آب نسبت به هوا کمی افزایش یافته که می‌تواند به دلیل خواص آب و نیروهای موجود در آب بوده باشد.

کورایم و همکارانش [26] نظریه های تماس الاستیک-پلاستیک را برای نانوباکتری‌های کروی نرم شبیه‌سازی و مدل‌سازی نموده‌اند تا در منیپولیشن میکرو/نانوذرات مختلف زیستی بر اساس میکروسکوپ نیروی اتمی استفاده شود. آن‌ها ابتدا تماس الاستیک را برای سه نوع نانو باکتری مختلف با استفاده از مدل تماس هرتز و المان محدود شبیه‌سازی نموده‌اند. مقایسه‌ی نتایج شبیه سازی تماس الاستیک با داده‌های تجربی نشان داده است که در نظر گرفتن تماس الاستیک برای شبیه‌سازی تماس نانوذرات زیستی مناسب نیست و نتایج نادرستی به همراه خواهد داشت. بنابراین، در این پژوهش سعی بر آن شده است تا نظریه‌ی تماس الاستیک- پلاستیک چانگ توسعه داده و شبیه‌سازی گردد تا در مکانیک تماس برای کاربرد در شبیه سازی منیپولیشن استفاده شود. مقایسه‌ی شبیه سازی تئوری تماس چانگ با داده‌های تجربی موجود و نتایج شبیه سازی تماس چن و همکاران نشان داده است که نظریه‌ی کامل الاستیک-پلاستیک چانگ نتایج مطلوبی را به همراه داشته است. مقایسه‌ی نمودار شعاع تماس نسبت به عمق فرورفتگی در تئوری‌های هرتز و چانگ نشان داده است که شعاع تماس ایجاد شده در حالت الاستیک - پلاستیک بزرگ‌تر از شعاع تماس در حالت کشسان بوده است.

همان‌طور که در پژوهش‌های پیشین مشاهده می‌شود، اهمیت نانو در حوزه‌ی پزشکی و به‌خصوص حوزه‌ی بافت‌های سرطانی غیر قابل چشم‌پوشی می‌باشد. همچنین می‌توان به اهمیت محاسبه‌ی نیرو و زمان بحرانی برای شروع تحقیقات کاربردی در این حوزه اشاره نمود. لذا با توجه به بررسی پارامترهایی همچون مدل‌های تماسی و مدل‌های اصطکاکی‌های ساده، در این مقاله مدل‌های اصطکاکی دقیق‌تری برای رسیدن به مقادیر مطلوب‌تر برای بافت سرطانی معده استفاده شده است.

در این مقاله با در نظر گرفتن معادلات مدل‌های اصطکاکی کارلسون-باتیستا، لمایتره-کارلسون و اف‌کاتی و همچنین نتایج حاصل از کاوش بافت سرطانی معده توسط میکروسکوپ نیروی اتمی، منیپولیشن دوبعدی بافت معده، شبیه سازی شده است. نیرو و زمان بحرانی محاسبه شده و مطلوب‌ترین مقدار درنظر گرفته شده است. همچنین نتایج با سایر نتایج حاصل از پژوهش‌های پیشین مقایسه شده است.

مدل‌سازی

در این بخش به تشریح معادلات حاکم در مدل‌سازی با استفاده

از مدل‌های اصطکاکی مختلف پرداخته شده است. مشخصات هندسی میکروسکوپ نیروی اتمی نیز در جدول (۱) ذکر گردیده است.

جدول ۱ مشخصات هندسی میکروسکوپ نیروی اتمی

نوع تیرک	مستطیلی
طول تیرک	۲۲۵ میکرومتر
عرض تیرک	۱ میکرومتر
ضخامت تیرک	۴۸ میکرومتر
ارتفاع سوزن	۱۲ میکرومتر
شعاع سوزن	۲۰ نانومتر

مدل‌سازی با استفاده از مدل‌های اصطکاکی مختلف

مدل کارلسون و باتیستا

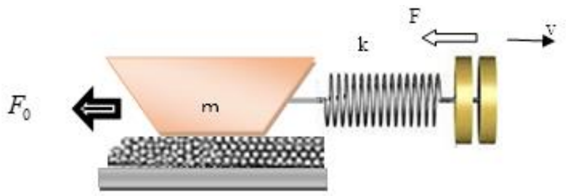
مدل کارلسون و باتیستا مدل کششی/فشاری اصطکاک نانو می‌باشد، که پارامترهای آن به صورت معادلات (۱) تا (۳) تعریف شده‌اند.

$$\ddot{x} + x = V t - f_1 \tag{۱}$$

$$f_1 = \begin{cases} (-\infty, \theta) & \text{for } \dot{x} = 0 \\ \theta + \beta \dot{x} & \text{for } \dot{x} > 0 \end{cases} \tag{۲}$$

$$\dot{\theta} = \frac{\theta\,(1-\theta)}{\tau} - \alpha\,\theta\,\dot{x} \tag{۳}$$

در شکل (۱)، شبیه سازی مکانیکی تجهیزات آزمایشگاهی SFA با بلوک جرم m که با یک فنر الاستیک با ثابت k که از یک طرف با سرعت v کشیده می‌شود، نشان داده شده است.



شکل ۱ شبیه‌سازی مکانیکی تجهیزات آزمایشگاهی SFA با بلوک جرم m که با یک فنر الاستیک با ثابت k که از یک طرف با سرعت v کشیده می‌شود. بلوک با یک سطح روغن‌کاری شده در تماس است

در معادله‌ی (۱) پارامترهای موقعیت و شتاب شیء تحت فشار/کشش، به ترتیب با x و $\ddot{x}$، سرعت مطلوب فشاری/کششی با V و زمان با t، مشخص شده‌اند. تابع f_1 نیز به صورت معادله‌ی (۲) تعریف شده است. α، β و τ پارامترهای ثابت و متغیر حالت، θ نیز در این مدل حالت روغن‌کاری در سطح تداخلی تماس می‌باشد. زمانی که $\theta = 1$ است، روغن‌کاری در حالت کاملاً جامد یا همان فاز غلتش و هنگامی که $\theta = 0$ است، روغن‌کاری در حالت کاملاً سیال یا همان فاز لغزش قرار دارد. این مدل تغییرات تابع تعریف شده‌ی f_1 را به کار می‌برد، تا به عاملیت لغزش- غلطش برسد. در این مدل عامل اتلافی اصطکاک، به روش مشابهی با مدل اصطکاکی کولمب، با افزودن متغیر حالت θ به دست آمده است [1].

مدل لمایتره و کارلسون

این مدل نیز همانند مدل کارلسون و باتیستا یک مدل کششی/فشاری اصطکاک نانو می‌باشد، که در آن داریم [2]:

$$\ddot{x} = -E_1 e^{-k/\dot{x}} + \alpha\,\sigma\,\dot{\gamma} \tag{۴}$$

$$\dot{\sigma} = \mu\,(\dot{\epsilon} - \dot{\gamma}) \tag{۵}$$

$$\dot{\epsilon} = V/2\,h \tag{۶}$$

$$\dot{\gamma} = E_0 e^{-1/\dot{x}} \sinh\left(\frac{\sigma}{\mu}\right) \tag{۷}$$

که $\dot{\sigma}$ نرخ تنش، $\dot{\gamma}$ نرخ چرخش، $\dot{\boldsymbol{\epsilon}}$ نرخ کرنش می‌باشند [2,3].

مدل اف‌کاتی

از اولین مدل‌های اصطکاکی به کار رفته در سطح اتمی می‌باشد. در مدل اصطکاکی پرانتل- تاملینسون بیان می‌شود، که انرژی به دلیل آزاد شدن بازگشت‌ناپذیر و ناگهانی انرژی الاستیک تلف شده، که موقتاً در تغییر شکل، کشش و یا تراکم پیوندهای اتمی ذخیره شده است.

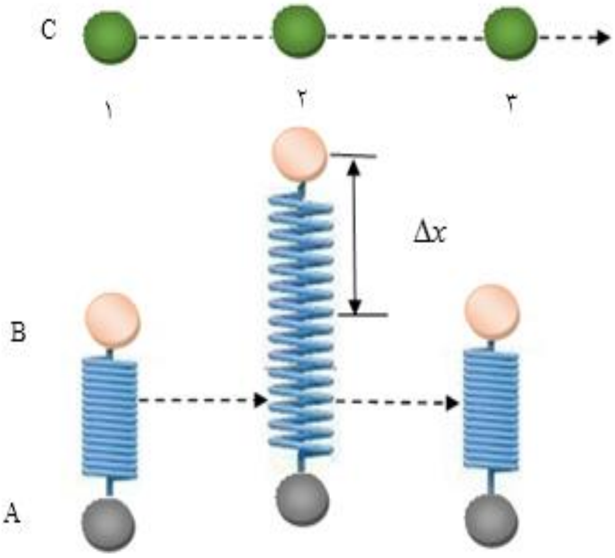
به بیان دیگر، زمانی که دو جسم نسبت به یکدیگر حرکت می‌کنند، سبب ایجاد یک تغییر پیوسته در جفت مولکول‌هایی که نیرو را تحمل می‌کنند، شده است. همچنین بیان می‌کند، که با تماس دو مولکول با هم، شاخه‌های دافعه سمت یکدیگر آمده و سپس جدا می‌شوند، در این صورت، یک اتلاف انرژی رخ می‌دهد که با عنوان اصطکاک شناخته می‌شود. با گسترش مدل پرانتل- تاملینسون، مدل FKT ارائه شده است [3].

اتم‌های A و B در موقعیت تعادلی در شکل (۱-۲) نمایش داده شده‌اند. در این حالت اتم C به اندازه‌ی کافی دور بوده و تأثیر آن بر اتم B قابل چشم‌پوشی است. زمانی که B در حالت

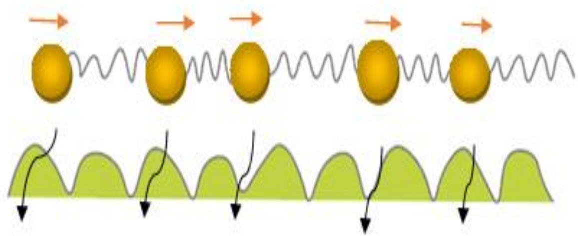
جاذبه با C اســـت و B پیوند خود را با A می‌کشـــد، اتم‌ها در وضعیت شکل (۲-۲) قرار دارند.

در انتها و در شـــکل (۲-۳ C) به اندازه‌ی کافی دور شـــده اســـت و B به حالت آرام برمی‌گردد. انرژی تلف شـــده در این شکل به آ سانی با رابطه‌ی $\frac{1}{2}k(\Delta x)^2$ به د ست می‌آید که همان انرژی الاستیک ذخیره شده است، هنگامی که پیوند شیمیایی بین A و B کشیده می‌شود.

با ترکیب مدل تاملینســـون و مدل هارمونیک زنجیره‌ی اتمی تو سط ویس و المر، مدل ا صطکاک اتمی اف‌کاتی تعریف شده ا ست. در مدل اف‌کاتی فرض می شود، که هیچ پیوند شیمیایی بین برجستگی‌ها و اتم‌های سطح وجود ندارد (شکل ۳).



شکل ۲ نظریه‌ی تاملینسون درباره‌ی اتلاف انرژی



شکل ۳ مدل اف‌کاتی

زنجیره با یک نیروی ثابت کشـــیده می‌شـــود، و حرکت‌ها با سرعت متناسب با میرایی، میرا می‌گردد. در این مدل:

$$m\ddot{x}_i + \gamma'\dot{x}_i = -\frac{\partial U(x_i)}{\partial x_i} - \frac{\partial W(x_i - x_j)}{\partial x_i} + f' + \eta(t), \quad i = 1,2,\ldots,N \qquad (۸)$$

که x_i جابه‌جایی ذره‌ی i ام، m جرم هر ذره، γ' ضـــریب ا صطکاک ا ست، که انرژی تغییر کرده بین یک ذره و صفحه‌ی مبنا را مشـــخص می‌ســـازد، f' نیروی خارجی به کار رفته، $\eta(t)$ نویز اجباری حرارتی، $U(x_i)$ پتانسیل به کار رفته برای صفحه‌ی مبنا، و $W(x_i - x_j)$ پتانســـیل برهم‌کنش ذرات اســـت. این پتانسیل‌ها از اصول مختلف فیزیکی از قبیل پتانسیل وان‌دروالس ناشی می‌شوند. فرض می‌گردد که پتانسیل صفحه‌ی مبنا متناوب فاصله‌ای بوده و به شکل معادله‌ی (۹) است:

$$U(x_i) = \frac{1}{2}\emptyset \sum_{i=1}^{N}\left(1 - \cos\frac{2\pi x_i}{a}\right) \qquad (۹)$$

که $\emptyset > 0$ ثابت انرژی و $a > 0$ دوره‌ی تناوب اســـت. پتانســـیل برهم‌کنش ذرات نیز به شـــکل معادله‌ی(۱۰) فرض می‌شود.

$$W(x_i - x_j) = \frac{1}{2}K \sum_{i=1}^{N-1}(x_{i+1} - x_i - b)^2 \qquad (۱۰)$$

که در آن $K > 0$ یک ثابت و b نشـــان‌دهنده‌ی فاصـــله‌ی تعادلی بین اتمی است.

مراحل آماده‌سازی بافت

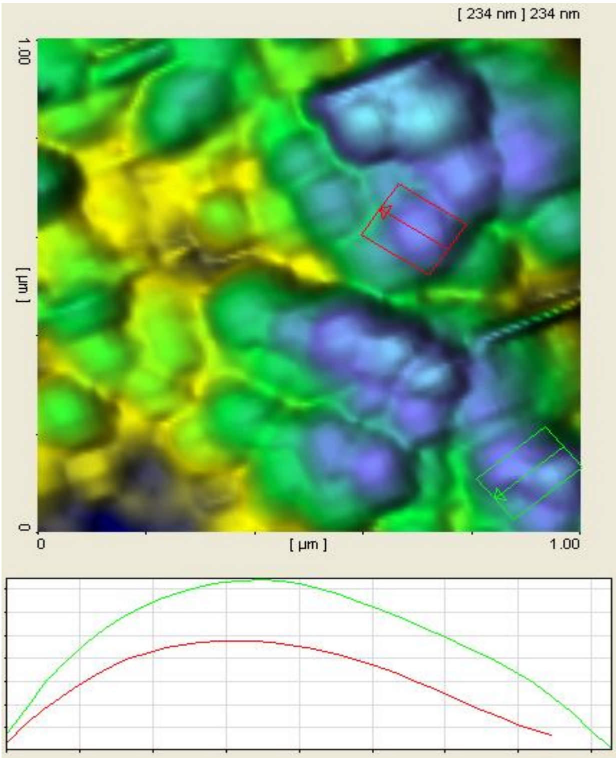
بافت مورد بررســـی در این پژوهش، بافت ســـرطانی معده با اندازه‌ی (T3) در نظر گرفته شـــده اســـت. پس از تهیه‌ی بافت مورد نظر، تعیین نوع و عامل سرطانی درکشت انجام‌شده و پس از تعیین نوع ســـرطان، قســـمتی از بافت جداشـــده و بر روی لام قرارگرفته ا ست. برای شروع آزمایش ابتدا ظرف حاوی بافت را بر روی صفحه‌ی میکروسکوپ نیروی اتمی قرار داده و سپس با استفاده از صفحه‌ی نمایش آن، بررسی دقیق صورت گرفته است تا بافت‌های منا سب آزمایش انتخاب شود و معیار گزینش آن‌ها شکل ظاهری‌شان بوده است.

بحث و نتایج

در این بخش، به تشـــریح کامل نتایج حاصـــل از مدل‌ســـازی و کارهای تجربی انجام شده، پرداخته شده است.

نتایج حاصل از تصویربرداری با میکروسکوپ نیروی اتمی

بافت سرطانی معده پس از آماده سازی‌های لازم در آزمایشگاه، بر روی لام قرار گرفته و سپس مورد کاوش توسط میکروسکوپ نیروی اتمی قرار گرفته است. همان‌طور که در شکل (۴)، مشاهده می‌شود، تصویر توپوگرافی حاصل با رنگ‌های متفاوت ترسیم شده است، که نمایان‌گر ارتفاع‌های مختلف در هنگام کاوش توسط سوزن تیرک میکروسکوپ نیروی اتمی می‌باشد.



شکل ۴ تصاویر بافت سرطانی روده

مکان بافت سرطانی با رنگ آبی مشخص شده است. لذا به‌منظور تعیین هندسه‌ی بافت سرطانی معده، خطوطی بر روی این بافت‌ها و در جهت‌های مختلف ترسیم شده است. تغییرات ارتفاع در طول این خطوط به صورت نمودارهای سبز و قرمز ترسیم شده و با دوران این نمودارها، هندسه‌ی بافت سرطانی به صورت تقریبی به شکل هندسی کره درنظر گرفته شده است.

نتایج فاز اول نانومنیپولیشن

در فاز نخست نانومنیپولیشن با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی، محاسبه‌ی نیرو و زمان بحرانی از اهمیت بالایی برخوردار می‌باشد. لذا در این فاز به بافت سرطانی مورد نظر تا جایی نیرو وارد می‌شود که بر نیروهای مقاومی همچون اصطکاک و چسبندگی غلبه پیدا کند.

با غلبه بر این نیروها، نیروی اعمالی در این لحظه، به عنوان نیروی بحرانی و مدت زمان طی شده را به عنوان زمان بحرانی شناخته می‌شود.

همان‌طور که در شکل (۵) مشخص می‌باشد، نیروهای اعمالی در دو راستای x و z اعمال شده است و به صورت F_x و F_z نمایش داده شده‌اند. به دلیل ثابت بودن نیروی عمودی سطح در راستای z نیرو در این راستا ثابت باقی مانده است.

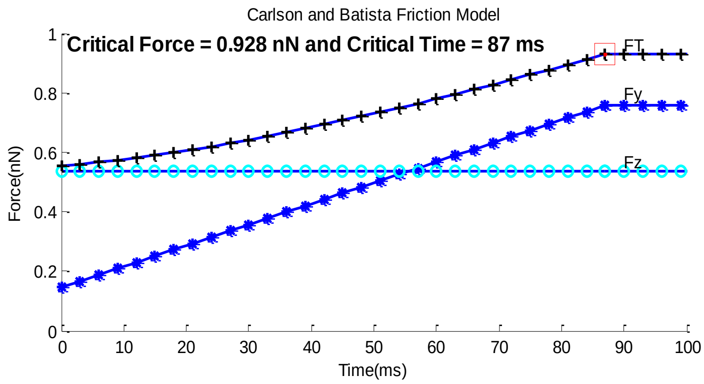
با برآیندگیری از این دو نیرو، نمودار مشکی رنگ یا همان نمودار نیروی برآیند حاصل شده است. با ثابت شدن تمامی نیروها در راستاهای مختلف و همچنین نیروی برآیند، نیرو و زمان بحرانی در نمودارها با درنظر گرفتن مدل‌های اصطکاکی مختلف ثبت شده‌اند.

در شکل (۵-الف)، نیروی بحرانی برابر با ۰٫۹۲۸ نانو نیوتن و زمان بحرانی برابر با ۸۷ میلی ثانیه با توجه به مدل اصطکاکی کارلسون و باتیستا محاسبه شده است.

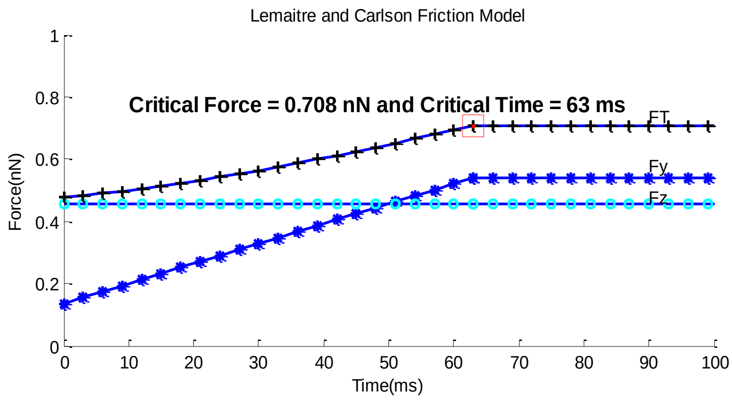
با درنظر گرفتن مدل اصطکاکی لمایتره و کارلسون در شکل (۵-ب)، نیرو به ۰٫۷۰۸ نانونیوتن و زمان به ۶۳ میلی ثانیه کاهش یافته است.

در نهایت نیز با در نظر گرفتن مدل اف‌کاتی، کمترین مقدار نیرو با اندازه‌ی ۰٫۴۵۳ نانونیوتن و زمان ۴۵ میلی ثانیه در شکل (۵-ج)، مشخص شده است.

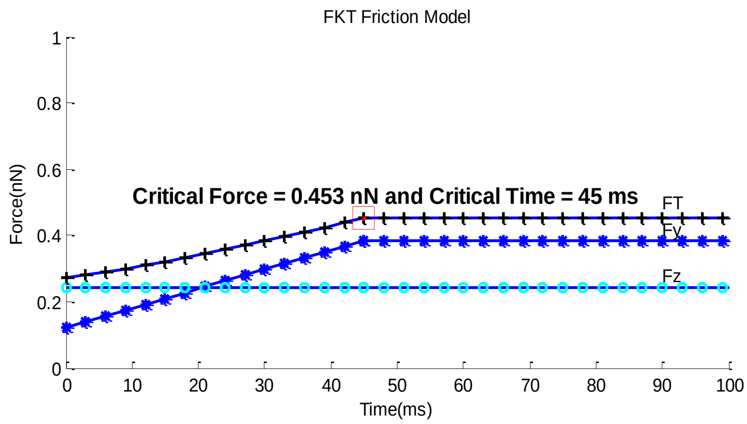
مدل اصطکاکی اف‌کاتی نیز توسعه یافته‌ی مدل‌های دیگر بوده است، لذا مقادیر دقیق‌تری را نمایش داده است. همچنین به علت عدم آسیب رساندن به بافت سرطانی، در نظر گرفتن نیرو و زمان بحرانی با مقادیر کمتر، مطلوب‌تر می‌باشد.



(الف) مدل اصطکاکی کارلسون و باتیستا



(ب) مدل اصطکاکی لمایتره و کارلسون

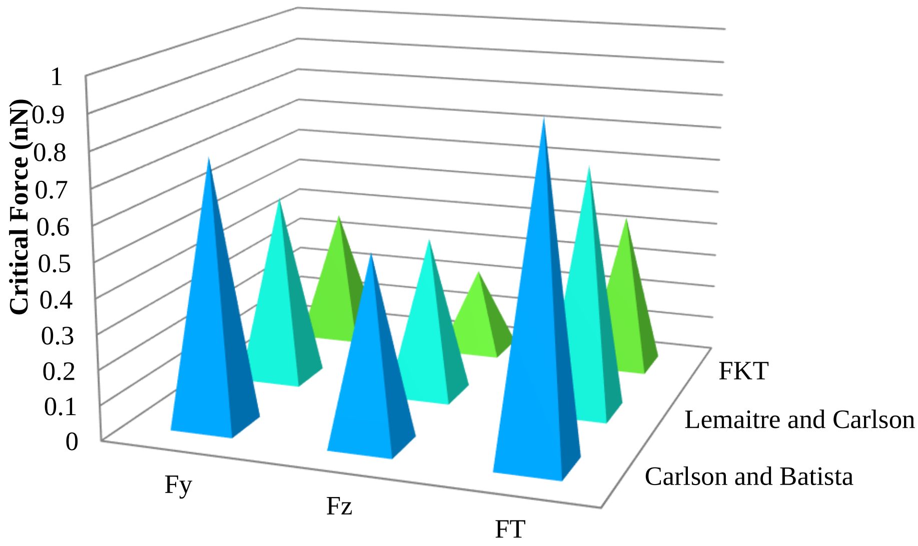


(ج) مدل اصطکاکی FKT

شکل ۵ نتایج فاز اول نانومنیپولیشن با مدل‌های اصطکاکی مختلف

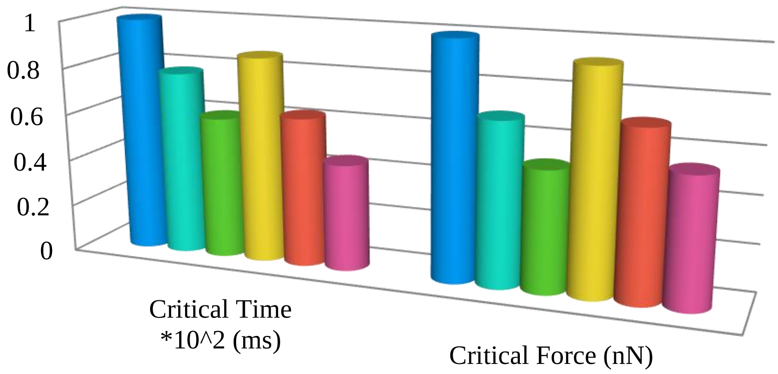
مقایسه‌ی مدل‌های اصطکاکی

در شکل (۶)، مقادیر نیرو در راستاهای x و z و همچنین نیروی برآیند، با درنظر گرفتن مدل‌های اصطکاکی کارلسون و باتیستا، لمایتره و کارلسون و اف‌کاتی، محاسبه و نمایش داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، بیشترین مقدار نیرو در راستاهای مختلف و همچنین در نیروی برآیند مربوط به مدل اصطکاکی کارلسون و باتیستا می‌باشد. لذا غلبه بر این نیروها، زمان و نیروی بیشتری را نیازمند است و نیرو و زمان بحرانی در طی فرآیند منیپولیشن بافت سرطانی معده برای این مدل اصطکاکی بیشتر خواهد بود.



	Fy	Fz	FT
Carlson and Batista	0.758	0.534	0.928
Lemaitre and Carlson	0.541	0.458	0.708
FKT	0.383	0.243	0.453

شکل ۶ مقایسه‌ی نیروی بحرانی در مدل‌های مختلف



	Critical Time *10^2 (ms)	Critical Force (nN)
Coulomb [4]	1.02	1.16
HK [4]	0.78	0.69
LuGre [4]	0.6	0.51
Carlson and Batista	0.87	0.928
Lemaitre and Carlson	0.63	0.708
FKT	0.45	0.543

شکل ۷ صحت‌سنجی مقادیر نیرو و زمان بحرانی حاصل با سایر منابع

صحت‌سنجی

در مرجع [4] بافت سرطانی معده با درنظر گرفتن سه مدل اصطکاکی کولمب، اچ‌کا و لاگره مورد بررسی قرار گرفته و نیرو و زمان بحرانی برای بافت سرطانی محاسبه شده است. لذا به‌منظور صحت سنجی نتایج حا صل در این مقاله، از مقایسه‌ی نتایج با این مرجع استفاده شده است.

در مرجع [4] مدل اصطکاکی کولمب بیشترین مقدار نیرو و زمان را به علت ساده بودن مدل‌سازی دارا می‌باشد. همچنین کمترین مقدار متعلق به مدل اصطکاکی لاگره به علت درنظر گرفتن سطح واقعی تماس می‌باشد.

در این مقاله مدل تماسی اف‌کاتی، به علت توسعه‌ی سایر مدل‌ها و دقیق‌تر بودن در مدل‌سازی و همچنین ارائه‌ی کمترین مقدار نیرو و زمان بحرانی برای جلوگیری از آسیب به بافت سرطانی به‌عنوان مطلوب‌ترین مدل اصطکاکی شناخته شده است.

همان‌طور که در شکل (۷) مشاهده می شود، مقدار نیرو در مدل اف‌کاتی برابر با ۰٫۵۴۳ نانونیوتن می‌باشد، که بسیار به مقدار نیرو در مدل اصطکاکی لاگره با مقدار ۰٫۵۱ نانونیوتن نزدیک است. همچنین میزان زمان بحرانی نیز از مقدار ۰٫۶ میلی ثانیه در مدل لاگره به مقدار ۰٫۴۵ میلی ثانیه در مدل اف‌کاتی، کاهش یافته است.

نتیجه‌گیری

کاربردی شدن فناوری نانومنیپولیشن در مطالعه‌ی بافت‌های سرطانی و با هدف شناسایی و درمان این بیماری زمانی امکان‌پذیر خواهد شد، که اطلاعات دقیقی از فازهای اول و دوم منیپولیشن و پارامترهای تأثیرگذار بر آن‌ها ارائه گردد. لذا باید بافت سرطانی موردنظر توسط میکروسکوپ نیروی اتمی کاوش شده و نمودارها و تصاویر مورد نیاز تهیه شوند.

در این مقاله اثر مدل‌های اصطکاکی مختلف بر روی نیرو و زمان بحرانی منیپولیشن بافت سرطانی معده مورد بررسی قرار گرفته است. مدل‌های مورد بررسی شامل مدل کارلسون و باتیستا، لمایتره و کارلسون و اف‌کاتی می‌باشند. در این مسیر هندسه‌ی بافت سرطانی معده توسط تصویر توپوگرافی ارائه شده‌ی میکروسکوپ نیروی اتمی به صورت کروی فرض شده است. نمودارهای نیرو–زمان با درنظر گرفتن پارامترهای نیروی برآیند و نیرو در راستای x و z ترسیم شده‌اند. نیرو و زمان بحرانی در لحظه‌ای که هر سه این نمودارها ثابت می‌گردند، ثبت شده و برای هریک از مدل‌ها نیرو و زمان بحرانی ثبت شده است. مقادیر ۰٫۴۵۳ نانونیوتن و ۴۵ میلی ثانیه به عنوان کمترین مقادیر نیرو و زمان بحرانی با درنظر گرفتن مدل اصطکاکی اف‌کاتی محاسبه شده است، که در مقایسه با مقادیر نیرو و زمان بحرانی ثبت شده در مرجع [4] و با درنظر گرفتن مدل اصطکاکی لاگره نیز کاهش یافته است. لذا به‌منظور یافتن بهینه‌ترین مقدار نیرو و زمان بحرانی باید تمامی مدل‌ها مورد بررسی قرار گرفته و پس از آن سایر پارامترهای محیطی و هندسی و نیروهای مقاوم بر حرکت بررسی شده و مدلی مطلوب با درنظر گرفتن مقادیری نزدیک به واقعیت ارائه شده و سپس فاز دوم نیز مورد بررسی قرار گرفته و درنهایت مدل جامع در کاربردهای عملی مورد استفاده قرار گیرد.

واژه نامه

میکروسکوپ نیروی اتمی	Atomic Force Microscope
مدل اصطکاکی کارلسون و باتیستا	Carlson and Batista Friction Model
نیروی بحرانی	Critical Force
زمان بحرانی	Critical Time
مدل اصطکاکی اف‌کا تی	FKT Friction model
مدل‌های اصطکاکی	Friction Models
بافت سرطانی معده	Gastric Cancer Tissue
مدل اصطکاکی لمایتره و کارلسون	Lemaitre and Carlson Friction Model
جابه‌جایی	Manipulation

تقدیر و تشکر

مراجع

[1] J. Carlson and A. Batista, “Constitutive relation for the friction between lubricated surfaces”, *Physical Review E*, vol. 53, no. 4, pp. 4153-4165, (1996).

[2] A. Lemaître, “Rearrangements and dilatancy for sheared dense materials”, *Physical Review Letters*, vol. 89, no. 19, pp. 195503:1-4, (2002).

[3] S. Leporatti, D. Vergara, A. Zacheo, V. Vergaro, G. Maruccio, R. Cingolani and R. Rinaldi, “Cytomechanical and topological investigation of MCF-7 cells by scanning force microscopy”, *Nanotechnology*, vol. 20, no. 5, pp. 055103: 1-6, (2009).

[4] M. Taheri, “Application of atomic force microscopy in critical force and critical time extraction of 2D manipulation for gastric cancer tissue with different friction models”, *Nanoscale*, vol. 9, no. 1, pp. 136-145, (2022).

[5] M. Taheri, “Investigation of the effect of different friction models on experimental extraction of 3D nanomanipulation force and critical time of colon cancer tissue”, *Amirkabir Journal of Mechanical Engineering*, vol. 54, no. 4, pp.4, (2022).

[6] M.H. Korayem, H.B. Hezaveh and M. Taheri, “Experimental Determination of HT29 Cancerous Cell Surface Roughness by Atomic Force Microscopy to be Applied in Nanomanipulation”, *Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. 28, no. 1, pp. 111-122, (2017).

[7] Y. Bu, , L. Li, C. Yang, R. Li, and J. Wang, “Measuring viscoelastic properties of living cells”, *Acta Mechanica Solida Sinica*, vol. 32, no. 5, pp. 599-610, (2019).

[8] C. Hou, D. Sun and L. Dong, “Nanomanipulation in Biomedical Applications”, *Current Robotics Reports*, vol. 2, no. 2, pp. 133-145, (2021).

[9] Z. Lu, Z. Wang, D. Li, W. Zhu, R. Wang, K. Qu and J. Yan, “Effect of astragalus polysaccharides on cancer cells studied by AFM”, *2021 IEEE International Conference on Manipulation, Manufacturing and Measurement on the Nanoscale, (3M-NANO), IEEE*, pp. 51-54, (2021).

[10] M. Taheri and S.H. Bathaee, “Determination of the young modulus of gastric cancer tissue experimentally using atomic force microscopy”, *Modares Mechanical Engineering*, vol. 20, no. 12, pp. 2709-2720, (2020).

[11] M. Taheri and M. Mirzaluo, “Experimental Extraction of Young's Modulus of MCF-7 Breast Cancer Cell Using Spherical Contact Models”, *Amirkabir Journal of Mechanical Engineering*, vol. 53, no.12, pp. 5769-5784, (2022).

[12] C. Hao, S. Wang, S. Yuan, B. Wu, P. Yu, and J. Shi, “Extraction algorithm for longitudinal and transverse mechanical information of AFM”, *Nanotechnology and Precision Engineering*, vol. 5, no. 2, pp. 023004, (2022).

[13] M.H. Korayem, H. Khaksar, and H. Sharahi, , “Modeling and simulation of contact parameters of elliptical and cubic nanoparticles to be used in nanomanipulation based on atomic force microscope’, *Ultramicroscopy*, vol. 206, pp. 112808: 1-12, (2019).

[14] A. D’orlando, J.Y. Mevellec, G. Louarn and B. Humbert, “Atomic force microscopy nanomanipulation by confocal Raman multiwavelength spectroscopy: Application at the monitoring of resonance profile excitation changes of manipulated carbon nanotube”, *The Journal of Physical Chemistry C*, vol. 124, no. 4, pp. 2705-2711, (2020).

[15] M. Makulavicius, O. Balitskyi, R. Urbonas, A. Dzedzickis, V. Bučinskas, A. Petronis, M. Kovalenko and I. Morkvenaite-Vilkonciene, “Recent Advances in Mechanical Micro-and Nanomanipulation”, *Conference on Automation, Springer*, pp. 248-256, (2020).

[16] T. Zhang, H. Yu, P. Li, X. Wang, F. Wang, J. Shi, Z. Liu, P. Yu, W. Yang and Y. Wang, "Microsphere-based super-resolution imaging for visualized Nanomanipulation", *ACS Applied Materials & Interfaces*, vol. 12, no. 42, pp. 48093-48100, (2020).

[17] H. Khaksar, "Finding the optimal contact function and path in nanomanipulation process-based on AFM Nanorobot", *2019 7th International Conference on Robotics and Mechatronics (ICRoM), IEEE*, pp. 588-592, (2019).

[18] M. Taheri, "Investigation and sensitivity analysis of dimensional parameters and velocity in the 3D nanomanipulation dynamics of carbon nanotubes using statistical Sobol method", *Modares Mechanical Engineering*, vol. 19, no. 1, pp. 125-135, (2019).

[19] M. Taheri, P. Karimi, M. Mstali, and M. Nazemizadeh, "Calculating the Young's modulus of head and neck cancer cells during the nanomanipulation process using atomic force microscope", *The Iranian Journal of Mechanical Engineering*, vol. 31, no. 4, pp. 22-31, (2022).

[20] M. Khalili, M. Taheri, S.H. Bathaee and F. Shakeri, "Study of DNA nanoparticle manipulation using atomic force microscopy based on finite element method using theories of contact mechanics"; *Mechanic of Advanced and Smart Materials*, vol. 1, no. 2, pp. 155-174, (2022).

[21] F. Fereiduni, M. Taheri and M. Modabberifar, "Investigation of the effect of different parameters on force in the second phase of two-dimensional Nanomanipulation", *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 23-31, (2021).

[22] A. Moshirpanahi, Sh. Etemadi Haghighi, and A. Imam, "Dynamic modeling of a cylindrical nanoparticle manipulation by AFM", *Engineering Science and Technology*, vol. 24, no. 3, pp. 611-619, (2021).

[23] M. Modabberifar, Y. Hojjat, A. Abdullah and M. Dadkhah, "Analysis of the Dynamic Characteristics of a Three Phase Panel Type Electrostatic Actuator Using PEM System Identification", *Sensors & Actuators A: Physical*, vol. 151, no. 2, pp. 173–178, (2009).

[24] M.H. Korayem, H.B. Hezaveh, and M. Taheri, "Dynamic modeling and simulation of rough cylindrical micro/nanoparticle manipulation with atomic force microscopy", *Microscopy and Microanalysis*, vol. 20, no. 6, pp. 1692-1707, (2014).

[25] M.H. Korayem, M. Taheri and A.H. Korayem, "Manipulation with atomic force microscopy: DNA and yeast micro/nanoparticles in biological environments", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part K: Journal of Multi-body Dynamics*, vol. 228, no. 4, pp. 414-425, (2014).

[26] M.H. Korayem, H. Khaksar, R.N. Hefz Abad and M. Taheri, "Simulation of soft bacteria contact to be applied in nanomanipulation", *Modares Mechanical Engineering*, vol. 14, no. 14, pp. 227-234, (2015).